

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ**  
**«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ**  
**імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**  
**ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**  
(повна назва інституту/факультету)  
**КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**  
(повна назва кафедри)

До захисту допущено:

В. о. завідувача кафедри

\_\_\_\_\_ **Владислав ШЛИКОВ**  
(підпис) (Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2020 р.

**Дипломна робота**  
на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою «Клінічна інженерія»  
(назва)

зі спеціальності 163 «Біомедична інженерія»  
(код та назва)

на тему: Оптоелектронний пристрій для дослідження характеристик крові

Виконав: студент 4 курсу, групи БМ-61  
(шифр групи)

\_\_\_\_\_ **Веденєєв Євгеній Олександрович** \_\_\_\_\_  
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Керівник доц. каф. БМІ к.т.н. Богомолів Микола Федорович \_\_\_\_\_  
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Консультант 4 доцент к.т.н Демчук Гліб Вікторович \_\_\_\_\_  
(номер розділу)(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Нормоконтроль ст. викл. каф. БМІ Юр'єва Катерина Олександрівна \_\_\_\_\_  
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Рецензент ст. викл. каф. ТМБІ, Луценко Тетяна Миколаївна \_\_\_\_\_  
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі  
немає запозичень з праць інших  
авторів без відповідних посилань.  
Студент \_\_\_\_\_  
(підпис)

Київ – 2020

**Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут  
імені Ігоря Сікорського»**

Факультет (інститут)	<u>Біомедичної інженерії</u>
Кафедра	<u>Біомедичної інженерії</u>
Рівень вищої освіти	<u>Перший (бакалаврський)</u>
Спеціальність	<u>163 «Біомедична інженерія»</u>
Освітньо-професійна програма	<u>«Клінічна інженерія»</u>

ЗАТВЕРДЖУЮ

В. о. завідувача кафедри

\_\_\_\_\_ Владислав ШЛИКОВ  
(підпис) (Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2020 р.

**ЗАВДАННЯ**

**на дипломну роботу студенту**

Веденєєву Євгенію Олександровичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Оптоелектронний пристрій для дослідження характеристик крові

Керівник роботи Богомолів Микола Федорович к.т.н.,  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «25» травня 2020 р. №1191-с

2. Термін подання студентом роботи 08.06.2020,

3. Вихідні дані до роботи: прилад для отримування зображень розсіяного в плазмі крові когерентного лазерного випромінювання.

4. Зміст роботи: провести огляд літератури, яка стосується розсіювання лазерного світла у біологічних об'єктах; проаналізувати сучасні можливості методів заснованих на аналізі розсіяного світла; розробити структурну і функціональну схему; розробити програмне забезпечення для розробленого приладу.

5. Перелік ілюстративного матеріалу презентація на 14 слайдів у Power Point

## 6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
4	Доц. к.т.н Демчук Гліб Вікторович		4

## 7. Дата видачі завдання 01.03.2020

### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи (проекту)	Строк виконання етапів роботи (проекту)	Примітка
1	Огляд літературних джерел	02.04.2020	
2	Аналіз методів отримання картин розсіювання	25.04.2020	
3	Визначення мети роботи та основних функцій приладу	05.05.2020	
4	Розробка медико-технічних вимог до приладу	07.05.2020	
5	Розробка функціональної і структурної схеми приладу	12.05.2020	
6	Реалізація програмного забезпечення	16.05.2020	
7	Оформлення дипломної роботи	08.06.2020	
8	Підготовка до захисту дипломної роботи	13.06.2020	
9	Захист дипломної роботи	18.06.2020	

Студент

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Євгеній ВЕДЕНЄСВ

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Керівник роботи

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Микола БОГОМОЛОВ

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

## АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «Оптоелектронний пристрій для дослідження характеристик крові».

Обсяг дипломної роботи становить 51 сторінки, міститься 21 ілюстрацій, 9 таблиць. Загалом опрацьовано 27 джерел.

Актуальність теми полягає в тому, що методика діагностики на основі отримання і аналіз зображень розсіяного когерентного лазерного випромінювання може вирішити таку актуальну нині проблему, як вчасне і точне виявлення факторів, які можуть бути причиною тромбозу та тромбофлебіту людини.

Метою дипломної є розробка оптоелектронного пристрою для дослідження характеристик крові на основі аналізу розсіяного від неї світла.

Задачі:

1. обрати оптимальну методику роботи пристрою;
2. сформулювати медико-технічні вимоги до пристрою;
3. розробити структурну та функціонально-оптичну схеми пристрою;
4. розробити і спроектувати електричні блоки пристрою;
5. спроектувати оптичну систему пристрою;
6. спроектувати корпус пристрою;
7. розробити користувацький інтерфейс для роботи з пристроєм.

Основні результати: сформовано технічні вимоги до пристрою; розроблено електричну принципову і монтажну схеми елемента живлення лазера; обрано реальні електронні та оптичні компоненти; спроектовано об'ємну модель корпусу пристрою з забезпечення оптичної конфігурації; створено програмний продукт для роботи з пристроєм.

Ключові слова: напівпровідниковий лазер, лазерна діагностика крові, біологічне розсіювання, оптичні властивості крові, Dip Trace, LabVIEW, SOLIDWORKS.

## **ABSTRACT**

Theme of the thesis: «Optoelectronic device for studying the characteristics of blood»

The amount of work is 51 pages long, contains 21 illustrations, 9 tables. In total, 27 sources were processed.

The relevance of the topic is that the method of diagnosis based on obtaining and analyzing images of scattered coherent laser radiation can solve such a pressing problem as timely and accurate detection of factors that can cause human thrombosis and thrombophlebitis.

The purpose of this work is a development an optoelectronic device for studying the characteristics of blood based on the analysis of light scattered from it.

### **Tasks**

1. choose the optimal method of operation of the device;
2. formulate medical and technical requirements for the device;
3. develop structural and functional-optical schemes of the device;
4. develop and design electrical units of the device;
5. design the optical system of the device;
6. design the device body;
7. develop a user interface for working with the device.

Main results: technical requirements for the device are formed; developed electrical schematic and assembly diagrams of the laser power supply; selected real electronic and optical components; a three-dimensional model of the device body is provided to ensure the optical configuration; created a software product to work with the device.

Key words: semiconductor laser, laser diagnostics of blood, biological scattering, optical properties of blood, Dip Trace, LabVIEW, SOLIDWORKS.

## ЗМІСТ

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ТЕРМІНІВ .....	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ.....	11
1.1 Особливості розсіювання лазерного випромінювання у біологічних середовищах.....	11
1.1.1 Формування спеклів .....	11
1.1.2 Методи отримання спекл-картин.....	12
1.1.3 Спекл-інтерферометрія біологічних об'єктів .....	14
1.2 Розсіювальні властивості плазми крові.....	15
1.2.1 Фібриноген .....	16
1.2.2 Механізм згортання крові .....	16
РОЗДІЛ 2 РОЗРОБКА БУДОВИ ОПТИЧНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК КРОВІ .....	22
2.1 Формулювання технічних вимог .....	22
2.2 Розробка структурної та оптичної схем оптичного пристрою для дослідження характеристик біотканин .....	23
2.2 Вибір напівпровідникового лазера .....	25
2.3 Розробка принципової схеми блоку живлення лазера.....	26
2.4 Конструювання елемента живлення лазера .....	30
2.5 Конструювання корпусу оптоелектронного пристрою для дослідження характеристик крові. ....	31
Висновки до розділу 2.....	34

					БМ61.03.2505.1191						
Вим	Лист	№ докум.	Підпис	Дата	Оптоелектронний пристрій для дослідження характеристик крові			Лім.	Лист	Листів	
Розробив	Веденєєв Є.О										51
Перевірів	Богомолов М.Ф.							КПІ ім. Ігоря Сікорського ФБМІ БМ-42			
Реценз.	Луценко Т.М.										
Н. Контр.	Богомолов Ф.										
Затвердив	Шликов В.В.										

РОЗДІЛ 3 СТВОРЕННЯ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ РОБОТИ З ОПТИЧНИМ ПРИСТРОЄМ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК КРОВІ .....	35
3.1 Проектування алгоритму роботи програмного забезпечення.....	35
3.2 Створення інтерфейсу користувача у середовищі NI LabVIEW .....	36
Висновки до розділу 4.....	38
РОЗДІЛ 4 ОХОРОНА ПРАЦІ.....	39
4.1 Характеристики об'єкту що проектується.....	39
4.1.1 Характеристики об'єкту .....	39
4.1.2 Складові частини об'єкту .....	40
4.1.3 Характер взаємодії об'єкту в системі «людина – об'єкт» ....	41
4.2 Оцінка потенційних небезпек що створюються конструкцією об'єкту, який проектується та заходи їх усунення .....	42
4.2.1 Фізичні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів .....	42
4.2.2 Небезпека враження людини електричним струмом .....	44
Висновки до розділу 4.....	46
ВИСНОВКИ .....	47
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ .....	49

## СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ТЕРМІНІВ

ОЕП	– оптоелектронний пристрій для дослідження характеристик крові
Defender	- компанія, яка виготовляє різноманітні технологічні пристрої, в тому числі камери спостереження та веб-камери.
LabVIEW	– платформа та середовище розробки для візуальної мови програмування компанії NI
NI	– National Instruments, американська компанія, яка займається розробкою та виготовленням апаратного і програмного забезпечення для систем автоматизованого тестування
Ondax Wavelength Stabilized Lasers	– лазер з стабільною довжиною хвилі від компанії Ondax
SOLIDWORKS	– програмний пакет для 3Д моделювання та дизайну



## ВСТУП

В наш час широко поширеною проблемою є тромбоз - утворенням згортків крові на стінках судин. Відривання таких тромбів і закупорювання ними вужчих судин далі по кровотоку часто є причинами інсультів та інфарктів міокарда і в свою чергу причиною багатьох смертей. Зазвичай людина навіть не здогадується про те, що в неї є тромби на стінках судин, а коли вона проявляє себе, то наслідки є дуже значними і навіть летальними.

Зважаючи на вищезазначену інформацію сформульована проблема завчасної діагностики тромбозу та визначення фактору, який є його причиною.

Оптична діагностика, із застосуванням аналізу розсіяного від біооб'єктів світла є перспективним напрямом, в якому ведуться дослідження. При використанні когерентного лазерного випромінювання картина розсіяного світла набуває вигляду спекл-інтерферометричної картини. Методи спекл-інтерферометрії мають широкий спектр застосування: оцінка різноманітних характеристик стану клітинних культур; аналіз мікроциркуляції поверхневих біотканин; вимірювання пульсу та пульсового тиску.

Аналізуючи динаміку розсіювання когерентного лазерного світла від зразка крові або кровотоку можна судити про схильність цієї крові до утворення тромбів.

Таким чином можна завчасно діагностувати у людини тромбоз або його перспективу та почати завчасне лікування, що допоможе попередити тяжкі наслідки тромбозу.

Метою роботи є розробка оптоелектронного пристрою для дослідження характеристик крові на основі аналізу розсіяного від неї світла.

Завдання дипломної роботи:

1. обрати оптимальну методику роботи пристрою з отриманням картини розсіяного світла;

					<b>БМ61.03.2505.1191</b>	Лист
						9
Змін	Лист	№ докум.	Підисд	Лист		

2. сформулювати медико-технічні вимоги до пристрою;
3. розробити структурну та функціонально-оптичну схеми пристрою;
4. розробити і спроектувати електричні блоки пристрою;
5. спроектувати оптичну систему пристрою;
6. спроектувати корпус пристрою;
7. розробити користувацький інтерфейс для роботи з пристроєм.

					<b>БМ61.03.2505.1191</b>	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підисд	Лист		10

## РОЗДІЛ 1

### ІНФОРМАЦІЙНО АНАЛІТИЧНИЙ ПОШУК

#### 1.1 Особливості розсіювання лазерного випромінювання у біологічних середовищах

Випромінювання лазера на відміну від випромінювання інших джерел світла характеризується своєю монохроматичністю, когерентністю та лінійністю розповсюдження. При потраплянні випромінювання з подібними характеристиками на шорстку поверхню або при його проходженні через неоднорідну субстанцію воно випадковим чином модулюється. Через цю модуляцію змінюється структура розсіяного випромінювання, вона стає просторово неоднорідною. Якщо якимось чином зафіксувати дифракційну картину отриману таким способом, то можна спостерігати її плямистий характер. Дані плямисті світлові поля мають назву спекл-структур (від англ. speckle – плямка, цятка).

##### 1.1.1 Формування спеклів

Спекл-структури несуть в собі інформацію про характер зв'язків, щільність, кількісний і якісний склад поверхні[1]. Зображення об'єкта, що відбиває когерентне світло, є складною гранульованою структурою, що явним чином не зв'язана з мікроскопічними властивостями поверхні, на яку потрапило випромінювання. Звичайні не оброблені, в тому числі і біологічні, об'єкти мають екстремальношорстку відносно довжини випромінюваної хвилі поверхню[2].

Процес розсіювання в даному випадку можна описати наступною моделлю: основний характер розсіювання обумовлений малими ділянками поверхні центри яких дзеркально відбивають світло. Чим більша крутизна

					БМ61.03.2505.1191	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підисд	Лист		11

шорсткості та величина області, яку освітлюють, кількість точок випромінювання збільшується.

Хвиля, яка відбита від подібної поверхні складається з вкладів від багатьох маленьких частинок поверхні, які можна вважати незалежними областями розсіювання[3]. Дана модель розсіювання схематично зображена на рис. 1.1.

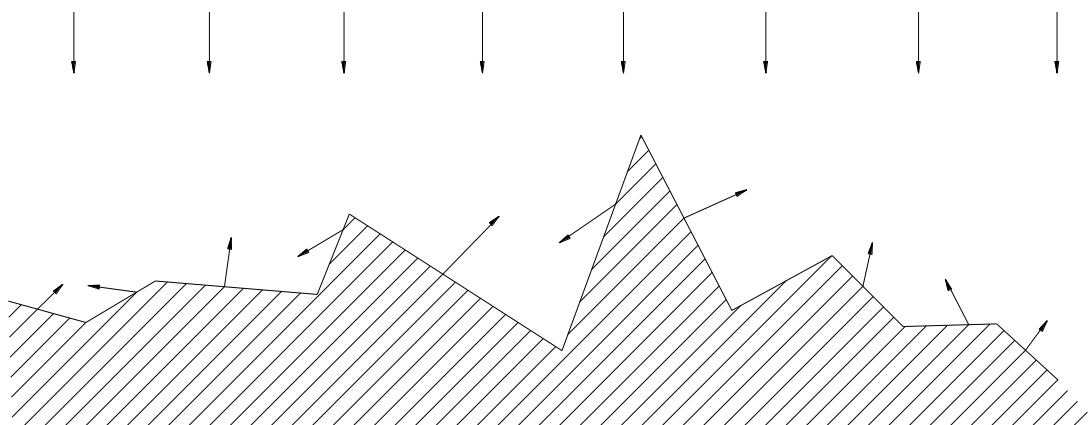


Рисунок 1.1 – Моделювання розсіювання когерентного світла на шорсткій поверхні.

Через розповсюдження відбитого світла до області спостереження в заданій точці спостерігається суперпозиція розсіяних компонент з різними різницями ходу. Інтерференція цих когерентних але з різними фазами хвиль формує зернисту спекл-картину. Отже, спекл-картина – це картина інтерференції нерегулярних хвильових фронтів, що утворюється при потраплянні когерентних променів на досить шорстку поверхню.

### 1.1.2 Методи отримання спекл-картин

Є два основних методи отримання спекл-інтерферометричних картин. Перший полягає у тому, щоб фіксувати зображення світла, яке пройшло через напівпрозорий об'єкт; другий спосіб заснований на фіксації зображення світла, яке відбивається від шорсткої поверхні.

При реалізації першого методу отримання спекл-картин випромінювання лазера пропускають через напівпрозору субстанцію по прямій та з другої сторони від об'єкта встановлюють екран або фоточутливий елемент після нього[4]. Оптичну схему одної з найпростіших подібних систем зображено на рис. 1.2.

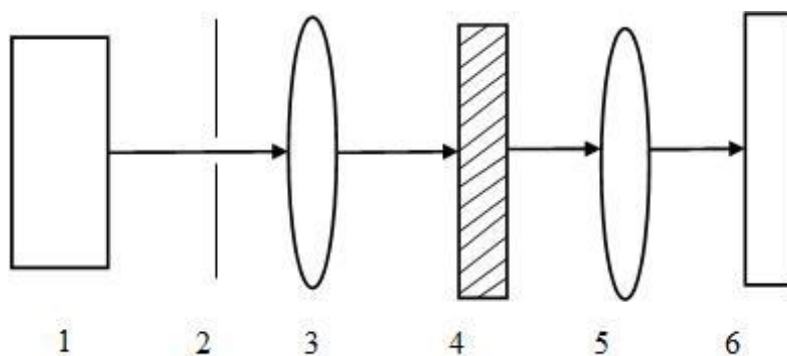


Рисунок 1.2 – Оптична схема для отримання спекл-інтерферометричних зображень напівпрозорих об'єктів. 1 – лазер, 2 – діафрагма, 3,5-лінзи, 4-зразок на рухливій поверхні, 6 - екран.

Даний метод підходить тільки для напівпрозорих об'єктів таких як різноманітні розчини, дисперсні системи або зразки скупчених мікроскопічних об'єктів.

Другий метод зображено на рис. 1.3.

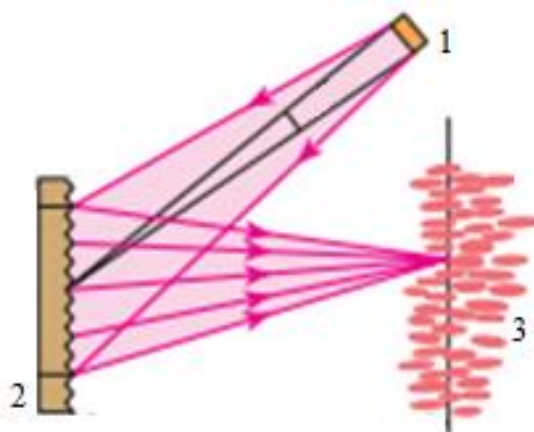


Рисунок 1.3 – Оптична схема для отримання спекл-інтерферометричних зображень шорстких поверхонь. 1 – джерело когерентного світла, 2 – досліджувана поверхня, 3- спекл-інтерференційна картина.

Даний метод отримування реалізовується наступним чином: промінь когерентного лазерного випромінювання направляються на поверхню досліджуваного об'єкта і навпроти нього встановлюють екран на якому утворюється спекл-інтерферометрична картина[5]. Подібний метод підходить для будь-яких непрозорих об'єктів, а також для деяких підготовлених напівпрозорих об'єктів, адже окрім наскрізного напрямку, світло в них розсіюється і у інші сторони.

### 1.1.3 Спекл-інтерферометрія біологічних об'єктів

Так як спекл-картина несе у своїй структурі інформацію про оптичні і геометричні характеристики об'єкта, який її утворює, за допомогою аналізу подібних картин можна отримати корисну інформацію про досліджуваний об'єкт. Група методів оптичної метрології, яка у своїх вимірюваннях використовує аналіз спекл-картин зветься спекл-інтерферометрією. Неперервний у часі аналіз спекл-картин або спекл-інтерферометричних фотографій одного зразка отриманих за визначені проміжки часу називають динамічною спекл-інтерферометрією. Різні варіації спекл-інтерферометрії та динамічної спекл-інтерферометрії знайшли багато напрямків застосування у біологічній та медичній галузях.

За допомогою методу динамічної спекл-інтерферометрії в роботі [6] було проаналізовано динаміку зміни параметрів спеклів в залежності від стану культури культивованих клітин, від яких було отримано картину.

Авторами роботи [7] було розроблено апаратне і програмне забезпечення для забезпечення динамічних вимірювань біологічних спеклів для дослідження мікроциркуляції поверхневих біотканин при моделюванні артрити у щурів та при проведенні фізіотерапевтичних процедур людині.

В роботі [8] було описано метод вимірювання температури на основі динамічної спекл-інтерференції.

Було розроблено прилад та методику реєстрації пульсу та вимірювання тиску пульсової хвилі за допомогою реєстрації спекл-інтерферограми знятої з передпліччя людини[9].

В роботі [10] для експрес аналізу стану епідермісу при псоріазі рекомендується використовувати інтегральні параметри розподілів інтенсивності спекл-структур, які формуються при зондуванні епідермісу сфокусованим когерентним лазерним пучком. Розроблені методи дозволяють кількісно розрахувати відмінності норми від патології.

В роботі [11] оптичні зміни в кровотоці шкіри хом'ячка виміряні в судинах шкіри за допомогою методу отримання динамічних зображення лазерних спеклів.

За допомогою динамічної спекл-інтерферометрії шкіри різних ділянок, можна отримати інформацію про живлення, гемодинаміку та функціональний стан внутрішніх органів і систем органів, а також про наявність різноманітних збуджуючих факторів[12].

## 1.2 Розсіювальні властивості плазми крові

Плазма крові представляє собою рідку складову крові. У плазмі зважені форменими елементи (еритроцитами, тромбоцитами, лейкоцитами і ін.), а також різні білки, жири, вуглеводи та інші частинки.

Отримання зразків плазми крові є рутинною, стандартизованою процедурою, що проводиться в будь-якому медичному закладі. Цю рідину отримують шляхом відділення її від формених елементів або в результаті їх природного осідання, яке відбувається через різницю в щільності формених елементів ( $1,1 \cdot 10^3$  кг / м<sup>3</sup>) і плазми крові ( $1,03 \cdot 10^3$  кг / м<sup>3</sup>), або в результаті центрифугування.

Склад плазми крові представлений: аніонами - Cl<sup>-</sup> (110 ммоль / кг води плазми), HCO<sub>3</sub><sup>-</sup> - (28 ммоль / кг), PO<sub>4</sub><sup>2-</sup> (1 ммоль / кг), SO<sub>4</sub><sup>2-</sup> (1 ммоль / кг),

					БМ61.03.2505.1191	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підисд	Лист		15

катіонами - Na + (153 ммоль / кг води плазми крові), K + (5 ммоль / кг), Ca<sup>2+</sup> + (3 ммоль / кг), Mg<sup>2+</sup> + (1 ммоль / кг), органічними кислотами (6 ммоль / кг) , а також білками (1 ммоль / кг) [13].

До органічних сполук плазми крові відносять білки (преальбуміни, альбуміни, глобуліни, фактори згортання крові) і їх агрегати, а також пептиди, амінокислоти, ліпіди, вуглеводи.

Основним компонентом плазми крові є білки. Загальна кількість їх в плазмі - 70-75 г / л (об'ємна їх концентрація  $C_v \approx 7-8\%$ ) і вони становлять основну частину твердих речовин плазми [14].

### 1.2.1 Фібриноген

Фібриноген бере участь в процесах згортання плазми крові. Його молекула складається з трьох структурних одиниць з діаметром близько 60 Å, з'єднаних між собою більш тонкими білковими тяжами. Загальна довжина молекули фібриногену становить близько 73 нм[13]. Концентрація цього білка в плазмі крові становить 2-4 г / л.

В роботі [15] представлені результати дослідження зміни форми, структури і гідродинамічного радіуса молекул фібриногену в залежності від змін кислотності рН та електролітного складу середовища за допомогою методів динамічного розсіювання світла. Показано, що рН середовища впливає на конформацію фібриногену, а, отже, і на ефективний гідродинамічний радіус його молекули

### 1.2.2 Механізм згортання крові

При взятті крові з організму в ній активуються процеси, що лежать в основі механізму згортання крові. Цей механізм дуже складний і налічує

					БМ61.03.2505.1191	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підисд	Лист		16



кілька десятків учасників і різних реакцій. Основними ферментами цього механізму, є тромбін, який бере участь в процесі розщеплення фібриногену на фібрин і окремі пептиди, і плазмін, який здійснює розщеплення утворених згустків і запобігає в організмі зайвому тромбоутворенню [16].

Утворені в результаті розщеплення фібриногену молекули фібрину агрегують одна з одною і утворюють фібринову сітку. У той же час утворені пептиди далі розбираються карбокси- і амінопептидази до окремих амінокислот, що показано в роботі [17] за допомогою методів мас-спектрометрії. На рис. 1.4 схематично показаний процес розщеплення фібриногену на фібрин і пептиди і подальше утворення фібринової сітки.

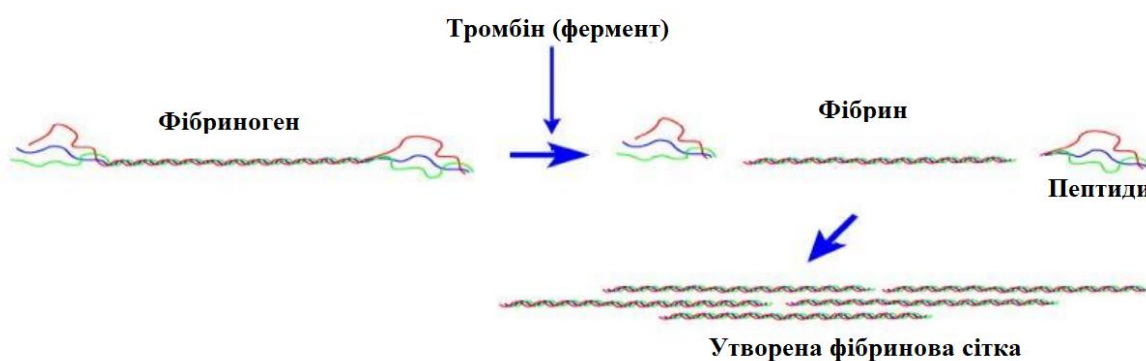


Рисунок 1.4 – Схематичне представлення процесу деградації фібриногену під впливом тромбіну і утворення фібринової сітки

Деградація фібриногену, здійснювана ферментами, призводить, з одного боку, до появи частинок дрібніших розмірів (пептидів і амінокислот), а, з іншого, до агрегації продуктів розпаду з утворенням великих часток. Такі зміни можуть відображатися на характеристиках світлового розсіювання, одержуваних для зразків плазми крові (або її модельних аналогах).

### 1.7 Процеси деградації фібриногену в модельних розчинах

В роботі [18] наведені результати дослідження процесів деградації фібриногену під впливом тромбіну в модельному розчині. За допомогою

методів статичного світлорозсіювання отриманий часовий хід інтенсивності розсіяного світла в зразку рис. 1.6.

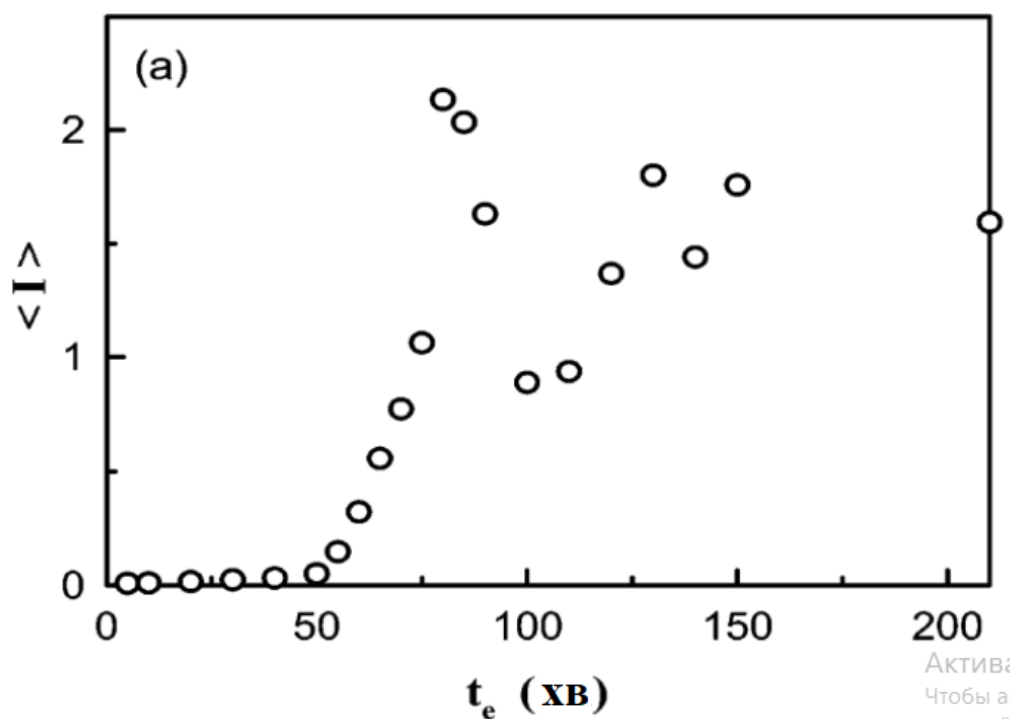


Рисунок 1.5 – Часовий хід інтенсивності розсіяного світла в розчині фібриноген – тромбін з високою концентрацією тромбіну, отриманий під кутом розсіювання  $30^\circ$

Авторами виявлено, що на початковому етапі перетворення фібриногену в фібрин інтенсивність світлорозсіювання не змінюється (від 0 до 50 хвилин), що відповідає стадії утворення комплексів фібриногену з ферментом тромбіном. На другому етапі інтенсивність розсіяного світла зростає (від 50 до 75 хвилин), що автори робіт приписують стадії утворення фібринових агрегатів, а також зростання їх числа і розмірів. На третьому етапі спостерігаються коливання інтенсивності, що відповідає стадії подальшого формування фібринової гелевої сітки.

Зауважимо, що оскільки в модельному розчині, що містить фібриноген і тромбін, зареєстровані коливання інтенсивності розсіяного світла, то такі коливання можуть мати місце і при дослідженні зразків плазми крові методами світлорозсіювання.

## 1.8 Запобігання згортання крові

В нормі в організмі відбувається як згортання крові за рахунок протеолітичної деградації фібриногену (за допомогою ферменту тромбіну), так і запобігання згортання крові за рахунок дії плазміну і інших речовин (таких як, гепарин). In vitro в крові і її препаратах (зокрема, в плазмі крові) для запобігання згортання необхідно вживати спеціальні заходи, а саме додавати антикоагулянти, найбільш часто використовуваними з яких є гепарин, цитрат натрію і ЕДТА.

Гепарин гальмує згортання крові як in vitro, так і in vivo, будучи природним метаболітом, присутнім в плазмі крові. Його молекулярна маса становить 13-15 кДа, середня довжина молекули - 9 нм. Цей антикоагулянт являє собою суміш полісульфатних ефірів глікозамінів. Він утворює комплекс з інгібітором - антитромбіном III, підвищуючи тим самим ефективність інгібування, пригнічуючи утворення і дію тромбіну. Крім цього, гепарин активує фібрinolізіс, тобто сприяє розчиненню згустків крові і коагулянтів плазми.

В роботі [19] показано, що гепарин може взаємодіяти з деякими білками, приводячи до утворення їх агрегатів. Отже, додавання гепарину в плазму крові може призводити до зміни швидкостей агрегації білків.

## 1.8 Зміна розмірів частинок в зразках плазми крові з часом

Лазерний аналітичний метод динамічного розсіювання світла використаний авторами роботи [20] для досліджувати розмірів і концентрацій частинок в плазмі крові і їх зміни протягом 30 годин після взяття крові з організму.

Вищезгаданий метод дозволяє визначати статистично достовірні розміри частинок в полідисперсних суспензіях, в тому числі і в плазмі крові. Він полягає у багаторазовому вимірі методом динамічного розсіювання світла розподілів інтенсивності розсіяного світла за розмірами частинок, підрахунку числа реєстрацій кожного з розмірів і визначенні положень максимумів піків гістограми числа реєстрацій розмірів.

Зміни розподілу інтенсивності розсіювання за розмірами частинок у плазмі крові ілюструє рис. 1.6. Виходячи з графіка такої залежності можна судити про індивідуальну динаміку біохімічних процесів в плазмі крові після взяття проби у пацієнта.

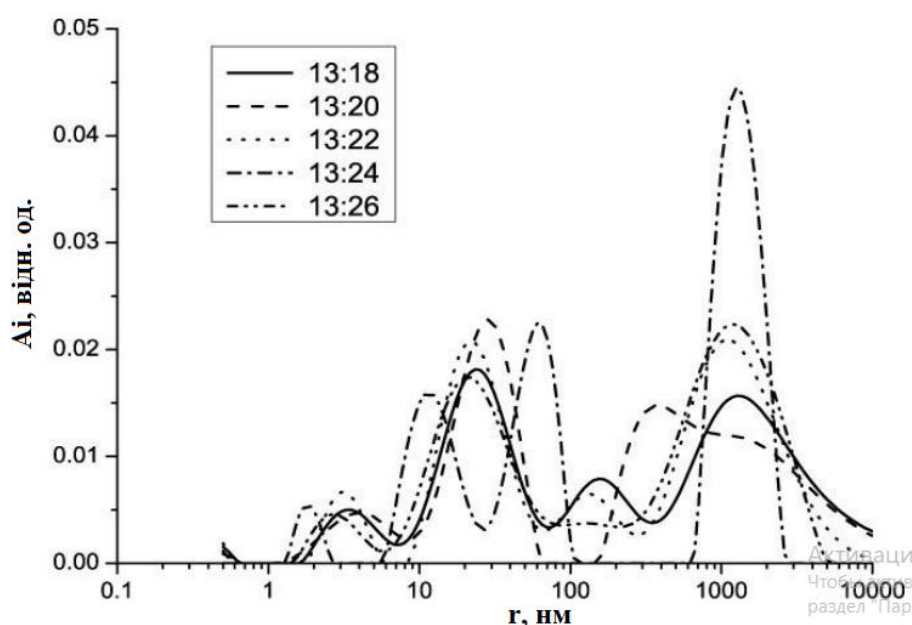


Рисунок 1.6 – Розподіли інтенсивності розсіяного світла за розмірами частинок  $I(r)$ , отримані для одного зразка плазми крові через рівні (2 хвилини) проміжки часу

Зауважимо, що основний основним біохімічним процесом, що відбувається в плазмі після взяття проби, є механізм згортання крові, а саме протеолітична деградація фібриногену і подальша агрегація фібрину.

## Висновки до розділу 1

Опрацювання сучасних літературних джерел показує, що розсіяне від біологічних об'єктів світло несе в собі низку неявних залежностей від фізіологічних параметрів структури, яка є розсіювачем. Особливо якісно подібні характеристичні фактори проявляють себе при опроміненні когерентним лазерним світлом.

Успіхи сучасних вчених в цій сфері доводять, що системи, які дозволяють отримувати зображення структур розсіювання набувають особливої цінності, адже в перспективі є ключем до зручного моніторингу даних про стан біологічних організмів, у тому числі і людини.

Більш універсальною по відношенню до типів досліджуваних тканин є схема отримання спекл-картин відбитого випромінювання.

Вивчення складу та розсіювальний характеристик крові показує, що методи динамічної реєстрації картин розсіяного від крові світла можна використовувати для дослідження індивідуальних особливостей процесів згортання крові людини.

## РОЗДІЛ 2

### РОЗРОБКА ОПТИЧНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК КРОВІ

#### 2.1 Формулювання технічних вимог

Кінцевою метою роботи розроблюваного оптичного приладу для дослідження характеристик крові є виділення індивідуального часового перебігу процесу згортання крові пацієнта.

Для досягнення цієї мети він повинен виконувати наступні основні функції:

- опромінення підготовленого зразка плазми крові;
- реєстрація картини розсіяного від зразка лазерного променя.

Першим кроком розробки були сформульовані технічні вимоги до ОЕП, вони перелічені у табл. 2.1.

Таблиця 2.1 – Технічні вимоги до розроблюваного приладу

Параметр	Вимоги до параметра
Тип приладу	Переносний
Клас захисту від ураження електричним струмом[]	1
Клас лазерної безпеки[]	Не вище 3R
Зв'язок з комп'ютером	USB
Живлення	Вбудоване, переносне.
Тривалість роботи до заміни джерела живлення	Не менше 12 год
Довжина хвилі робочого випромінювання	780 нм
Довжина когерентності випромінювання	Не менше 30 см
Потужність випромінювання	> 20 мВт
Площа опромінювання	2 см <sup>2</sup>
Кут розходження променя	< 15 <sup>0</sup>
Роздільна здатність зображення	640x480
Чутливість реєстрації інтенсивності	50 мкВт
Довжина кабелю для підключення до ПК	Не менше 1 м
Вага, кг*	
Розміри (д х ш х в), мм*	
*уточнюється у процесі розробки приладу	

Ці вимоги мають виконуватись при наступних умовах навколишнього середовища:

- відносна вологість від 30% до 75%;
- атмосферний тиск від 85,0 до 106,0 кПа;
- температура повітря від 10 до 30 °С

2.2 Розробка структурної та оптичної схем оптичного пристрою для дослідження характеристик біотканин

З урахування технічних вимог була розроблена структурна схема приладу, представлена на рис.2.1.

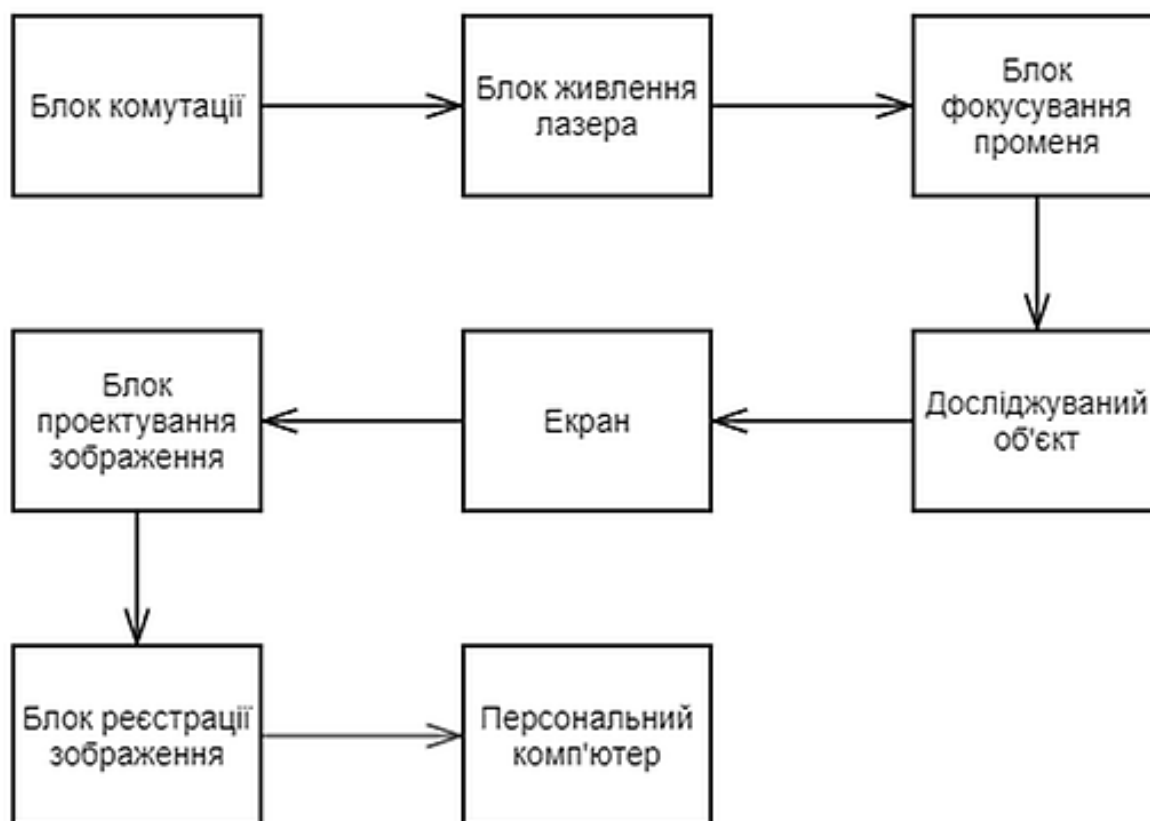


Рисунок 2.1 – Структурна схема ОПДХК

Далі була розроблена детальну оптичну схему, яка ілюструє принцип роботи даного приладу. Схема зображена на рис.2.2.

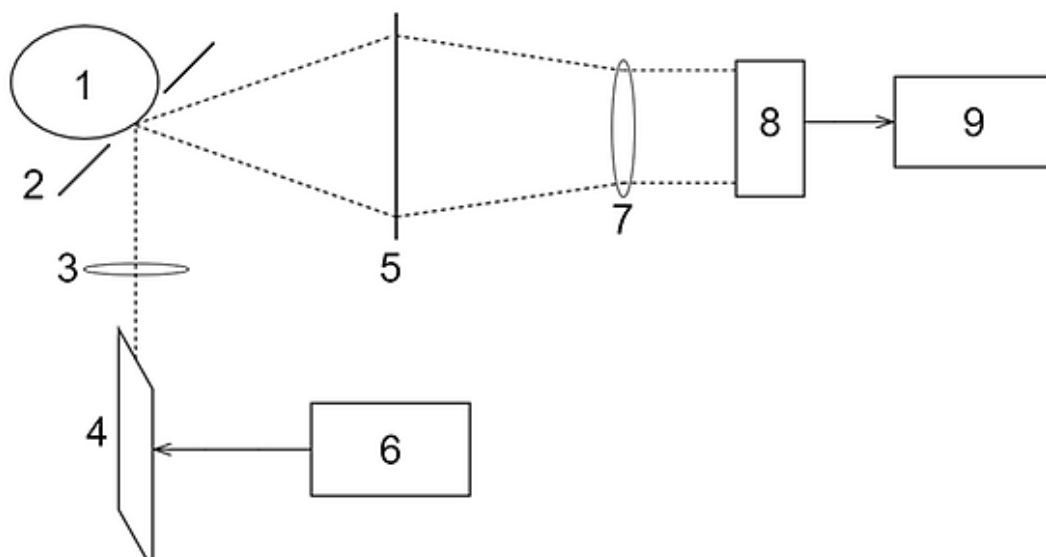


Рисунок 2.2 - Оптична схема пристрою для дослідження характеристик біотканин: 1 – біооб’єкт, 2 – щілина для встановлення об’єкта, 3 – фокусна лінза, 4 – інфрачервоний напівпровідниковий лазер, 5 – екран, 6 – елемент живлення постійним струмом, 7 – об’єktiv камери, 8 – фоточутлива матриця камери, 9 – комп’ютер.

Напівпровідниковий лазер на основі AlGaAs підключений до елемента живлення, який забезпечує стабільний струм і відповідно стабільну інтенсивність роботи лазера. Максимум інтенсивності випромінювання даного лазера припадає на довжину хвилі 780 нм[21], що належить до ближнього інфрачервоного діапазону.

Лазерне випромінювання фокусується лінзою в області досліджуваного об’єкта, яким може бути приготований зразок крові або плазми крові. Промінь розсіюється на біооб’єкті та утворює на екрані картину розсіювання.

Зображення отримане на екрані проєціюється об’єктивом на фоточутливу матрицю камери. Далі сигнал через USB канал передається на персональний комп’ютер, де його можна відтворювати, робити знімки та записи з подальшою можливістю аналізу та обробки.

Яскравість пікселів зображення чисельно пропорційна інтенсивності світла у відповідній точці. За допомогою автокореляційного аналізу інтенсивності розсіяного світла описаного в роботі [20] можна побудувати



розподіл розсіювання інтенсивності за розміром частинок. В результаті маємо динаміку розмірів частинок у плазмі крові, що досліджується.

Ця динаміка представляє собою детальну часову специфіку процесів згортання крові пацієнта. Порівнявши результати з отриманими завчасно показниками нормального перебігу такого процесу, можна буде зробити висновки про те, які саме частини реакції проходять не правильно і які її елементи є неповноцінними.

Знаючи точну причину проблеми згортання крові лікар зможе назначити відповідні більш конкретне і специфічно направлене лікування.

## 2.2 Вибір напівпровідникового лазера

Лазер для приладу обирався за двома основними критеріями: довжина хвилі, на яку припадає максимум інтенсивності випромінювання, та потужність. На рис 2.3 зображено графік залежності відносної глибини проникнення випромінювання у тканини від довжини хвилі[22].

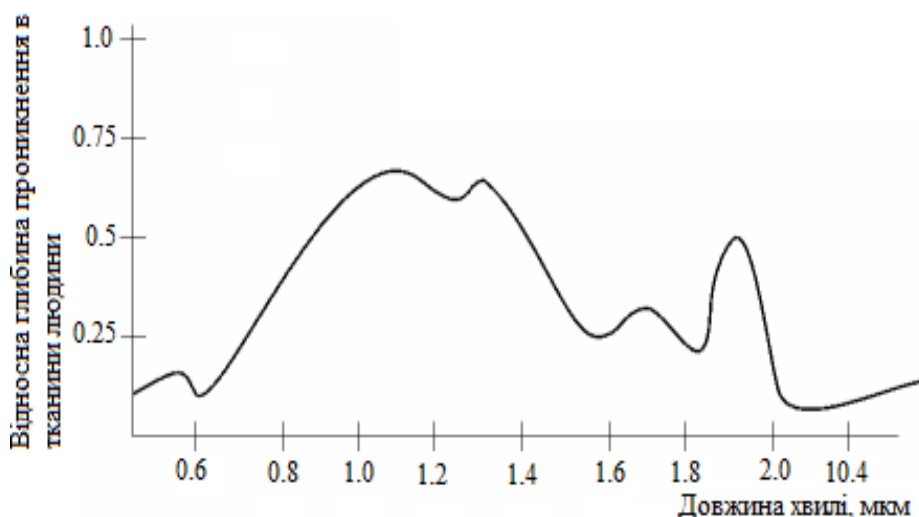


Рисунок 2.3 – Залежність відносної глибини проникнення випромінювання у тканини людини від довжини хвилі

Було прийнято рішення використовувати випромінювання ближнього інфрачервоно діапазону, через глибше проникнення відносно відомого

спектру. Така характеристика дасть можливість отримувати картину розсіювання від кровотоку під шаром епітелію

Було обрано лазер Ondax Wavelength Stabilized Laser[21] з довжиною хвилі 780,25 нм і робочою потужністю 80 мВт, а повна залежність вихідної потужності випромінювання від струму, що проходить через обраний лазер, зображена на рис. 2.4.

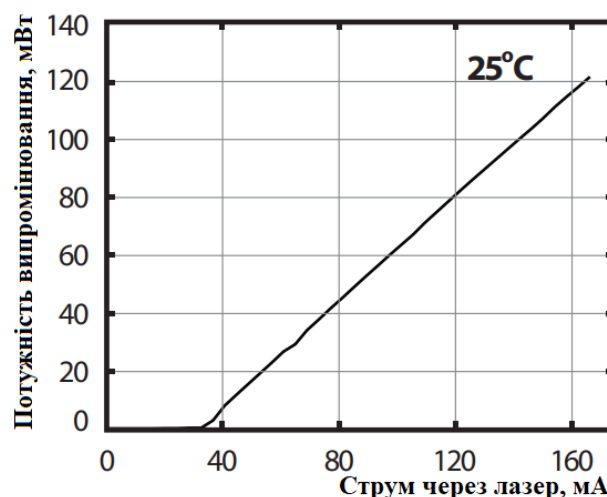


Рисунок 2.4 – Залежність вихідної потужності випромінювання від струму, що проходить через лазер

Згідно з [23] при використанні низькоінтенсивного лазерного випромінювання нагрівання крові відбувається тільки на 0.1 °С, для інфрачервоного світла в цій роботі був досліджений вплив потужності 25 мВт.

Для ОЕП використовуватимемо 30 мВт для підвищення інтенсивності реєстрації картини. З графіка визначаємо, що необхідний струм живлення для такої потужності 60 мА, а падіння напруги на ньому 1.3 В.

### 2.3 Розробка принципової схеми блоку живлення лазера

Для достовірності і уніфікованості результатів дослідження отриманих розробленим приладом лазерний напівпровідниковий лазер, який використовується для опромінювання об'єкта, повинен живитись від

стабільного джерела струму. До джерела живлення лазера був поставлений наступний перелік вимог:

а) забезпечення визначеного значення струму, яке не змінюватиметься в залежності від величини залишкового заряду джерела електричної енергії;

б) стабільність струму живлення при довготривалому неперервному використанні;

в) автономність;

г) стійкість до мережевих завад;

г) забезпечення цілісності лазера у разі непередбачуваного виникнення протилежної напруги на його клеммах;

д) світлова індикація роботи;

е) компактність;

Згідно з сформульованими вимогами було розроблено принципову схему елемента живлення лазера призначеного для використання у медицині, зображену на рис.2.5.

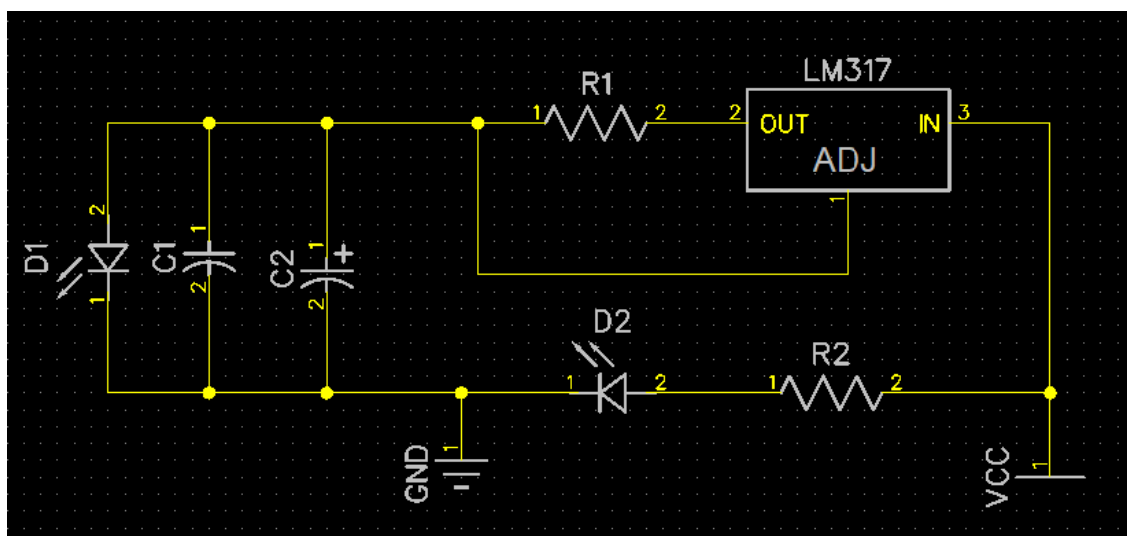


Рисунок 2.5 – Принципова схема блоку живлення напівпровідникового лазера медичного призначення

Представлена схема стабільно працює при входній напрузі в діапазоні, що знизу обмежений падінням напруги на лазері (приблизно 1,3 В), а зверху 35 вольтами [23]. Це забезпечить незмінність струму живлення у разі

зменшення напруги джерела електричної енергії при зменшенні його залишкового заряду згідно з пунктом (а).

Якщо напруга на вході мікросхеми LM317 [24] знаходиться у зазначеному вище діапазоні, то вона видає стандартне постійне значення напруги між клемми OUT та ADJ у розмірі 1,25 В, ця функція і лежить в основі розробленої схеми живлення. Таким чином сила струму живлення буде пропорційний даному падінню напруги і обернено пропорційний опору резистора включеного в схему. Знаючи значення необхідного струму живлення лазера величину опору можна визначити за наведеною нижче формулою [25]:

$$R_1 = \frac{\Delta V}{I_{\text{ж}}}, \quad (2.1)$$

де  $R_1$  – опір включеного резистора,  $\Delta V = 1,25$  В – падіння напруги між клемми OUT та ADJ,  $I_{\text{ж}}$  – оптимальний струм живлення лазера.

Підставивши обраний струм живлення у формулу визначаємо необхідний опір  $R_1 = 42$  Ом.

Мікросхема LM317 є доволі стійкою до підвищення температури, графік відхилення  $\Delta V$  від нормального значення в залежності від температури зображено на рис.2.6.

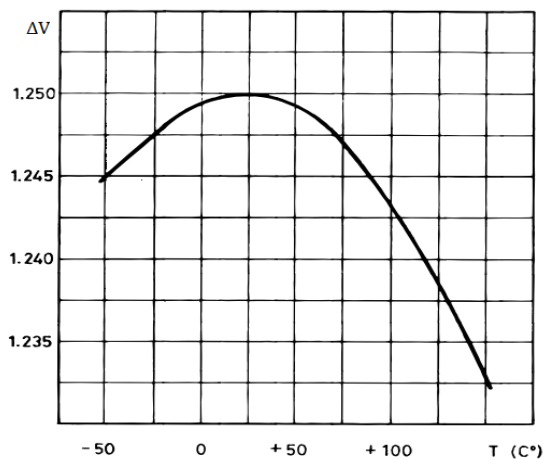


Рисунок 2.6 – Залежність падіння напруги на клеммах OUT та ADJ від робочої температури мікросхеми

Можна бачити, що максимальне відхилення вольтажу в діапазоні температур -5 - +75 °С не перевищує 0,05 В.

Також значення максимальної робочої температури LM317 становить 125 °С. На своєму корпусі схема має радіатор для відведення тепла. Виходячи з даних показників можна вважати, що розроблена схема задовольняє вимоги пункту (б).

Для забезпечення нормальної роботи схеми та пункту (в) джерелом постійної напруги було обрано дев'ятивольтову крону.

Конденсатор  $C_1$  підключається у схему для фільтрації від мережеских завад відповідно до пункту (г) та запобігання різких стрибків напруги у контурі з ним.

Полярний конденсатор  $C_2$  встановлюється паралельно до використовуваного лазера для запобігання пробиття лазеру у разі прикладення до його контактів напруги протилежного напрямку. В подібній ситуації через специфіку проходження електрохімічного процесу такий конденсатор перетвориться на елемент короткого замикання та таким чином збереже лазер згідно з пунктом (г)[26].

Світлова індикація роботи лазера (д) реалізована зеленим світлодіодом  $D_2$  з резистором, опір якого розраховується по формулі:

$$R_2 = \frac{V_{\text{ж}} - V_{D_2}}{I_{D_2}}, \quad (2.2)$$

де  $R_1$  – опір резистора для зеленої світлоіндикації,  $V_{\text{ж}}$  – напруга джерела живлення,  $I_{D_2}$  – номінальний струм роботи світлодіоду  $D_2$ ,  $V_{D_2}$  – падіння напруги на світлодіоді.

Номінальний струм маленьких зелених світлодіодів знаходиться в районі 20 мА, а падіння напруги на ньому 2 В. Живлення від 9 В крони. З формули (2.2) обраховуємо опір  $R_2 = 500 \text{ Ом}$ .

## 2.4 Конструювання елемента живлення лазера

На основі принципової схеми у середовищі DipTrace було спроектовано монтажну плату блока живлення лазера, показану на рис. 2.6 та рис. 2.7.

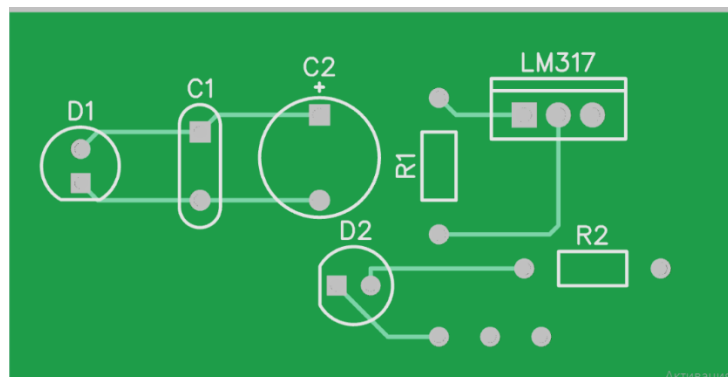


Рисунок 2.6 – Нижня сторона монтажна схеми блока живлення медичного напівпровідникового лазера

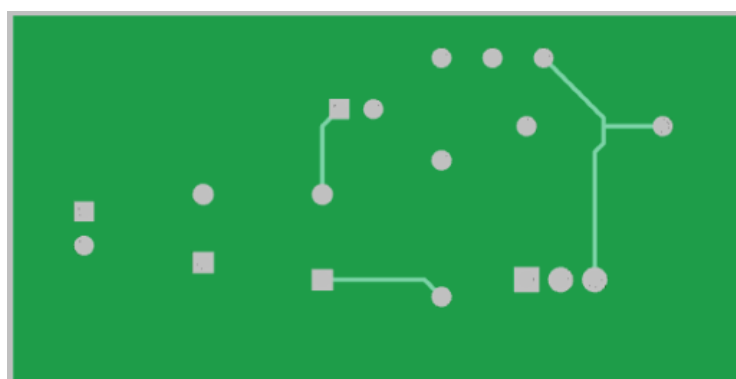


Рисунок 2.7 – Верхня сторона монтажна схеми блока живлення медичного напівпровідникового лазера

Було додано контакти для підпаювання комутатора.

Габаритні розміри блока живлення становлять 47x27x29, виносна кнопка комутації 30x15x15 та виносна підключена крона 50x26,5x17,5 за власною оцінкою зазначені розміри підпадають під вимогу пункту (д).

2.5 Конструювання корпусу оптоелектронного пристрою для дослідження характеристик крові.

Для конструювання корпусу ОЕП спочатку були обрані елементи оптичної системи та розраховані параметри їх просторового розміщення.

Обраний лазер Ondax Wavelength Stabilized Laser, показаний на рис. 2.8, має кут розходження променя  $10^\circ$ , діаметр отвору випромінювання 3,45 мм.



Рисунок 2.8 – Зовнішній вигляд напівпровідникового лазера Ondax

Було прийнято рішення, що радіус плями на екрані має бути 2.2 см. З формули (2.3) знаходимо відстань до екрана і 115 мм.

$$r = \frac{d}{2} + l * \operatorname{tg}(\varphi),$$

де  $r$  – радіус плями на екрані,  $d$  – діаметри випромінювача,  $\varphi$  – кут розходження,  $l$  – відстань від випромінювача до екрану.

Розмірами екрана було обрано 700x700. Для знімання картини розсіювання з екрану та передачі сигналу на комп'ютер була обрана відеокамеракамера Defender G-lens 321-I (рис. 2.9).



Рисунок 2.8 – Зовнішній вигляд відеокамери Defender G-lens 321-I

Кут зйомки даної камери  $60^\circ$ . Відстань до екрана для повного його входження у кадр буде дорівнювати:

$$r' = 2 * l' * \text{tg}(\varphi'), \quad (2.4)$$

де  $r'$  – радіус плями на екрані,  $\varphi'$  – кут зйомки,  $l'$  – відстань від камери до екрану.

Знаходимо з (2.4)  $l' = 606$  мм, допустимо 6 см.

Враховуючи габаритні розміри наведені у пункті 2.4 та розраховані параметри оптичної системи у програмному комплексі SOLIDWORKS було спроектовано об'ємну модель корпусу ОЕП з усіма необхідними елементами кріплення внутрішніх деталей. Різні зображення цієї моделі представлені на рис. 2.9, рис. 2.10, рис. 2.11.





Рисунок 2.9 – Вигляд моделі корпусу ОЕП елементами

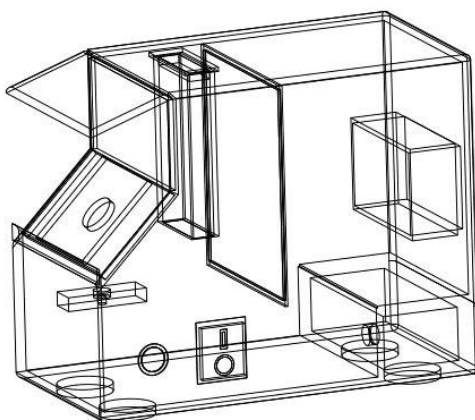


Рисунок 2.10 – Вигляд моделі корпусу ОЕП з прозорими елементами

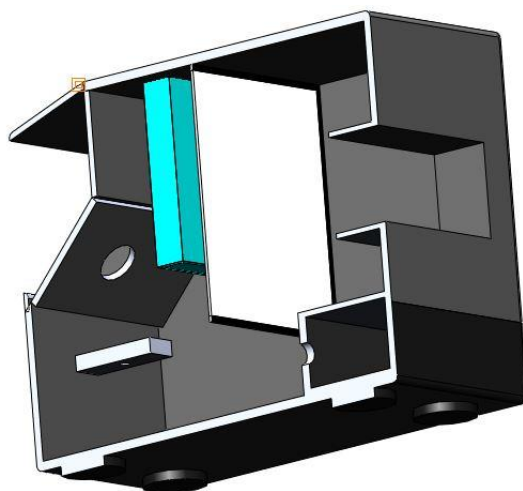


Рисунок 2.11 – Вигляд моделі корпусу ОЕП з низу з розрізом

Зовнішні габаритні розміри спроектованого пристрою 705x1705x115.

Представлена модель є компактною, зручною для транспортування, стійкою до механічних впливів і зручною для виконання своїх технічних функцій. Також вона передбачає розміщення досліджуваного зразка як у скляній кюветі, так і на зовнішньому стенді.

## Висновки до розділу 2

Було сформульовано технічні вимоги до ОЕП.

Розроблено структурну та оптичну схеми приладу, описано значення кожного блока системи та пояснено взаємозв'язки між ними.

Відповідно до всіх сформульованих технічних вимог до елемента живлення напівпровідникового лазера медичного призначення було підібрано і узгоджено між собою всі необхідні елементи та спроектовано принципову схему.

В середовищі DipTrace було сконструйовано модель монтажною плати елемента живлення, також були розраховані габаритні розміри складових і продумані з'єднання між ними.

Підібрані елементи та розраховані просторові параметри оптичної системи приладу. З їх урахуванням у програмному комплексі SOLIDWORKS спроектовано об'ємну модель корпусу пристрою, яка задовольняє технічні вимоги.

# РОЗДІЛ 3

## РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ РОБОТИ З ОПТИЧНИМ ПРИСТРОЄМ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК КРОВІ

### 3.1 Проектування алгоритму роботи програмного забезпечення

Для можливості експлуатації розробленого оптичного пристрою для дослідження характеристик біоб'єктів було прийнято рішення розробити і створити користувацьке програмне забезпечення.

Основними вимогами до програмного забезпечення на даному етапі розробки стали простота у користуванні, збереження зображень без стискання та забезпечення можливості подальшого покращення та розширення функціоналу. Принцип роботи передбачених початкових функцій програми проілюстровано в блок-схемі алгоритму на рис.3.1.

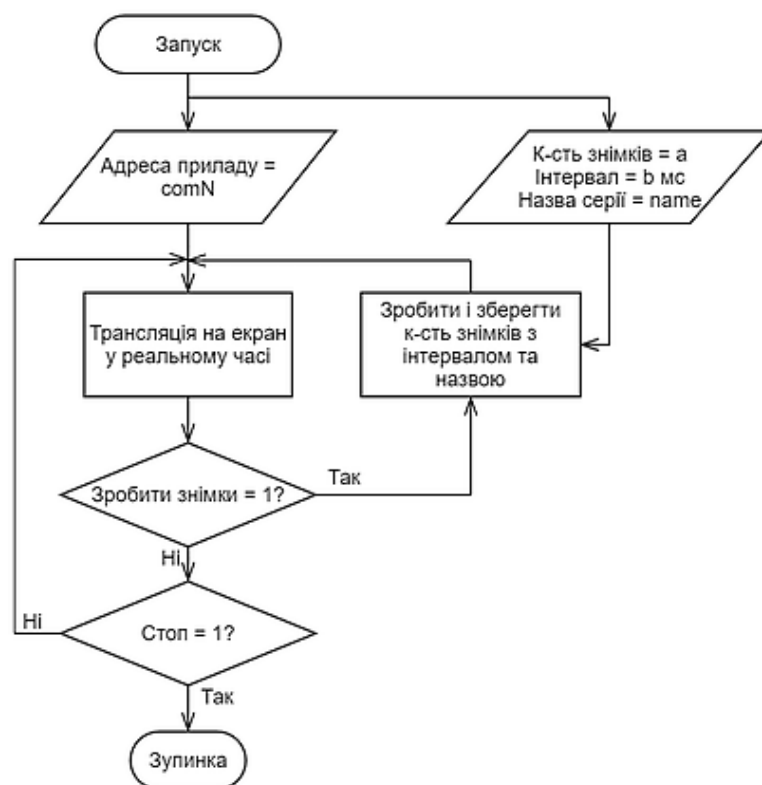


Рисунок 3.1 – Блок схема алгоритму роботи програми користувача



Основними елементами є віртуальні підприлади з пакету Vision Development Module. За допомогою них ловиться потік даних від USB далі він конвертується у потік зображення, яке і виводиться постійно на екран.

Введенні користувачем кількості знімків і інтервал між ними передаються як параметри циклу кількість ітерацій та затримка після виконання ітерації відповідно.

Введена назва серії фото поєднується з шляхом до диску /:/C комп'ютера.

Вищезгаданий цикл запускається при натисканні кнопки «Зробити знімки», він приписує до імені номер ітерації свого виконання та передає це у функцію зберігання, як шлях і назву нового файлу у форматі PNG, яка крім цього приймає в себе потік зображення і на початку циклу ловиться одне і зберігається.

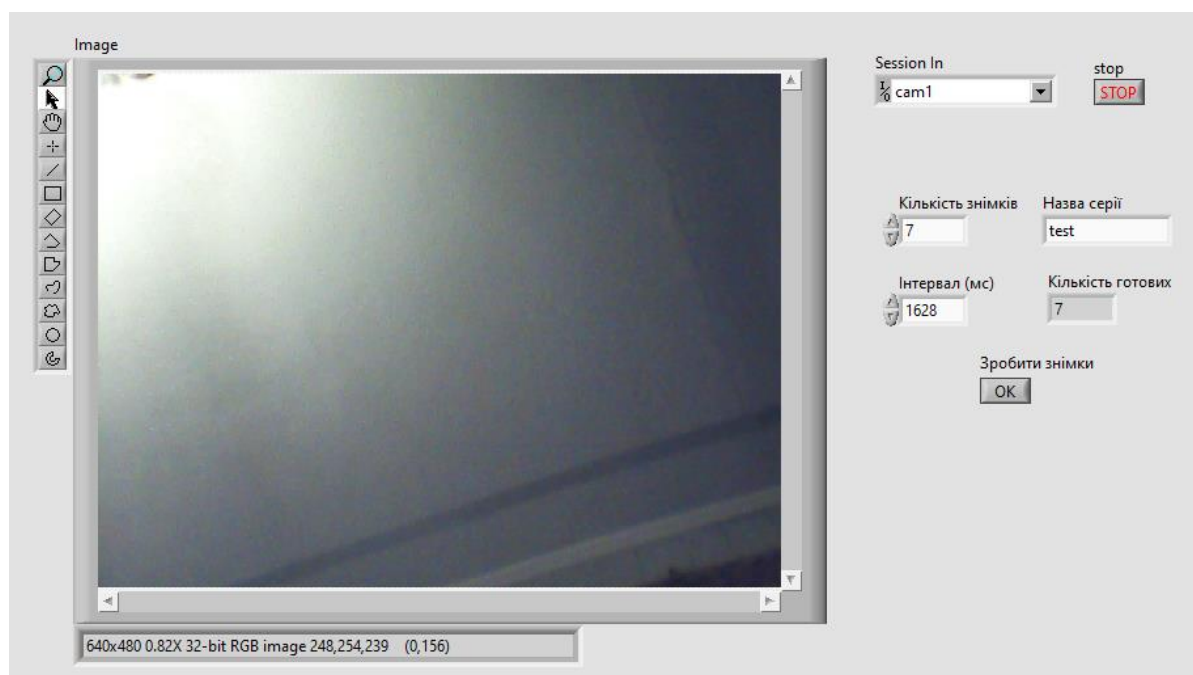


Рисунок 3.3 – Передня панель інтерфейсу користувача у середовищі NI LabVIEW

Фото зберігаються за заданим програмно адресом на жорсткому диску з загальною назвою серії та номером по порядку. Якщо вказати вже використане ім'я, то програма замінює старі файли новими з тим же ім'ям.

В результаті всіх тестових запусків помилок в роботі програми не виявлено.

#### Висновки до розділу 4

Визначивши початкові найнеобхідніші функції та окресливши майбутні потреби в розділі було вирішено, що середовище NI LabVIEW з пакетом Vision Development Module дуже добре підходить для роботи з розробленим приладом.

Було розроблено алгоритм роботи програми з найнеобхіднішими функціями, його було закладено у візуальний код користувацького інтерфейсу у NI LabVIEW.

Виготовлене програмне забезпечення задовольняє потреби на даному етапі конструювання і працює без збоїв.

					<b>БМ61.03.2505.1191</b>	Лист
Змін	Лист	№ докум.	Підисд	Лист		38

## РОЗДІЛ 4

### ОХОРОНА ПРАЦІ

Метою даного розділу є виявлення та оцінка потенційно небезпечних і шкідливих виробничих факторів, що створюються конструкцією об'єкту, який проектується, та заходи їх усунення. Об'єктом проектування, що аналізуватиметься з точки зору охорони праці, є оптоелектронний пристрій для дослідження характеристик крові.

#### 4.1 Характеристика об'єкту що проектується

##### 4.1.1 Характеристики об'єкту

Спроектований пристрій є переносним і відповідає 1-го класу захисту виробів від ураження електричним струмом. Вид виконання приладу в залежності від умов експлуатації та довкілля – захищене. Пристрій використовується для отримання зображення розсіяного від крові когерентного лазерного інфрачервоного світла. Основні технічні характеристики об'єкту наведені в табл. 4.1.

Таблиця 4.1 – Характеристики об'єкту, що проектується

№	Найменування приладу та функціональних блоків	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунку
1.	Оптоелектронний пристрій для дослідження характеристик крові	Матеріал корпусу: АВС-пластик клас виробу за способом захисту – І клас виробу за ступенем захисту ВF клас лазерної безпеки – 3R вид виконання пристрою, в залежності від умов експлуатації та довкілля – захищене Напруга живлення: постійна 9 В Температурний режим: 0...70 °С	1	-

### Продовження таблиці 4.1

№	Найменування приладу та функціональних блоків	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунку
2.	Лазерний діод з стабільною довжиною хвилі Ondaх	Корпус: ТО-18 Падіння напруги: 2 В Струм живлення: 60 мА Максимальний струм: 200 мА Довжина хвилі випромінювання: 780 нм Робоча потужність випромінювання: 30 мВт Максимальна потужність випромінювання: 80 мВт Температурний режим: -20...70 °С Кут розходження променя: 10°	1	1
3.	Зелений світлодіод	Падіння напруги: 2,1 В Струм живлення: 20 мА Сила світла: 30 мкд Температурний режим: -40...125 °С	1	2
4.	Алкалінова крона РКCELL 6LR61	Напруга: 9 В	1	3
5.	Блок живлення лазера на основі мікросхеми LM317	Напруга живлення: 5 - 35 В Вихідний струм: 60 мА Максимальна вихідна потужність: 50 Вт Температурний режим: -5...75 °С	1	4
6.	Комутатор вмикач-вимикач	Максимальний струм: 10А	1	5
7.	Екран	Матеріал: тонкий папір	1	6
8.	Відеокамера Defender G-lens 321-I	Напруга живлення: 5 В, 2 А (USB) Роздільна здатність 640x480	1	7

#### 4.1.2 Складові частини об'єкту

Складові частини оптоелектронного пристрою для дослідження характеристик крові та зв'язки між ними можна бачити на функціональній схемі представлений на рис. 4.1. Відеокамера, яка вбудована у пристрій,



живиться не від основного джерела живлення 9 В, а від комп'ютера, до якого підключається через USB.

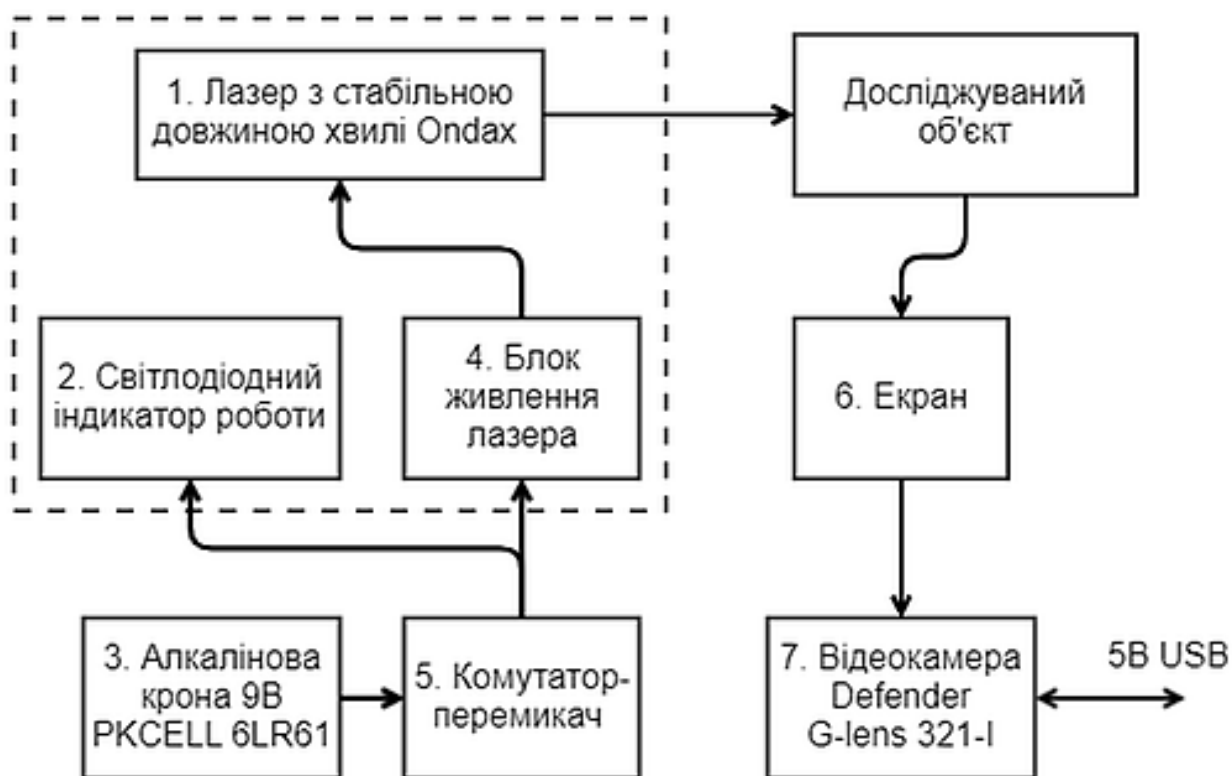


Рисунок 4.1 – Функціональна схема пристрою для дослідження характеристик крові

#### 4.1.3 Характер взаємодії об'єкту в системі «людина – об'єкт»

Пристрій підключається до персонального комп'ютера. За допомогою спеціального розробленого програмного забезпечення відеосигнал відображається на моніторі. Засоби керування та отримання інформації про роботу пристрою перелічені в табл. 4.2.

Таблиця 4.2 – Взаємодія об'єкту в системі «людина – об'єкт»

№	Найменування функціонального блока	Вид відображення інформації	кількість
1.	Блок опромінення	Приведення пристрою в дію та вимкнення – переведення комутатора в положення з зображенням вертикальної риски(ввімкнений) та кола(вимкнений) на комутаторі ;	1
		Індикатор роботи – зелений світлодіод	1
2.	Блок реєстрації картини розсіювання	Сигнал з зображенням картини розсіювання – вікно програми на комп'ютері, до якого підключений пристрій	1

4.2 Оцінка потенційних небезпек що створюються конструкцією об'єкту, який проектується та заходи їх усунення

#### 4.2.1 Фізичні джерела небезпечних і шкідливих виробничих факторів

Основними небезпеками при роботі з оптоелектронним пристроєм для дослідження характеристик крові є можливість отримання легких опіків від корпусу та можливість пошкодження сітківки ока при прямому потраплянні лазерного пучка в зіницю, це описано в табл. 4.3.

Таблиця 4.3 – Основні джерела фізичних небезпечних і шкідливих виробничих факторів

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Система опромінення (лазер)	Інфрачервоне лазерне випромінювання	Зазирання в систему при встановленні досліджуваного об'єкта при ввімкненому приладі (людський фактор)	Пошкодження сітківки ока персоналу
2.	Корпус та система опромінення	Надлишкове тепло	Нагрівання корпусу напівпровідникового лазера під час роботи (технологічний фактор)	Опіки рук персоналу

Таблиця 4.4 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативне значення
1.	Емісія випромінювання на відстані 10 см через апертуру 7 мм	1.18 мВт	2.89 мВт
2.	Температура поверхонь з якими контактують	< 70 °C	71 °C

Реальне значення емісії на відстані 10 см через апертуру 7 мм не перевищує нормативне граничне значення для лазерної апаратури з довжиною хвилі 780 нм класу 3R згідно з ДСТУ EN 60825–1:2016[27]. Обладнання цього класу є потенційно небезпечним для сітківки при прямому спостереженні пучка, однак ризик ураження в більшості випадків низький, він збільшується пропорційно тривалості експозиції і є небезпечним при умисному погляді в лазер.

Максимальна температура поверхонь, до яких може доторкатись людина, яка використовує пристрій і за нормальних умов експлуатації, і в аварійному режимі не досягатиме опікового порогу для контактів від 10 секунд [28], адже навіть при перегріві лазера до 70 °C в нього спостерігається значне зниження інтенсивності випромінювання. Заходи запобігання цьому перелічені у табл. 4.5.

Таблиця 4.5 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні заходи	Корпус з кришкою над встановленим об'єктом	Перешкоджання виходу променя з приладу
		Сигналізуюча наклейка з попередженням про інфрачервоне світло	Попередження людини, що використовує прилад
		Масивний радіатор на лазері	Відведення надлишкового тепла
2.	Організаційні заходи	Інструкція з експлуатації, навчання персоналу;	Доступність знань щодо безпеки експлуатації приладу;
3.	Режимні	Не передбачені	
4.	Експлуатаційні	Повірка системи опромінення	Валідність результатів
5.	ЗІЗ	Згідно посади користувача	Індивідуальний захист

#### 4.2.2 Небезпека враження людини електричним струмом

При роботі з приладом є небезпека контакту людини зі струмопровідними елементами або елементами, що знаходяться під напругою.

Таблиця 4.6 – Основні небезпеки електричного характеру

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1.	Струмопровідні частини	Постійний струм	Пошкодження ізоляції	Ураження електричним струмом
2.	Блок живлення лазера та блок світлової індикації	Постійний струм	Відсутність корпусу або відкрита кришка корпусу	Ураження електричним струмом
3.	Акумулятор	Витік електроліту	Контакт з водою або вогнем, нагрівання, механічна деформація.	Ураження електричним струмом

Порівняння параметрів небезпек з нормативними значення оформлено у вигляді табл. 4.7, а в табл. 4.8 зазначені методи усунення цих небезпек.

Таблиця 4.7 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1.	Пробій на ізоляцію	Можливий	Не допускається
2.	Максимальний струм	> 1 А	0,25 мА
3.	Витік електроліту	Можливий	Не допускається

Таблиця 4.8 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні засоби	Ізоляція струмопровідних частин	Уникнення контакту зі струмопровідними частинами
		Закритий пластиковий корпус	Уникнення контакту з діючими елементами схеми
		Окремий слот для крони у корпусі	Захист від пошкодження крони і витіку електроліту

Продовження таблиці 4.8

2.	Організаційні заходи	Інструкція з експлуатації, навчання персоналу;	Доступність знань щодо безпеки експлуатації приладу;
3.	Режимні заходи	перевірка несправностей тільки у відключеному стані;	уникнення контакту з елементами під напругою;
4.	Експлуатаційні заходи	перевірка на цілісність ізоляції; технічний огляд;	забезпечення безпечної роботи з об'єктом;
5.	ЗІЗ	не передбачені;	

#### 4.3 Розробка «Інструкції по техніці безпеки при експлуатації спроектованого об'єкту»

Інструкції по техніці безпеки при експлуатації спроектованого об'єкту:

1. перед використанням приладу обов'язково ознайомитись з інструкцією приладу;
2. налаштування правильної роботи приладу та його технічне обслуговування має здійснюватися представником компанії розробника, клінічним інженерам;
3. для точної роботи кожен день перед початком використання приладу клінічний інженер має проводити перевірку стабільності інтенсивності приладу;
4. клінічний інженер має ознайомити лаборантів, які використовують даний прилад у дослідницьких чи діагностичних цілях з правилами його безпечного використання;
5. під час транспортування слід загорнути апарат в упаковку, яка максимально захистить пристрій;
6. треба уникати ударів та поштовхів під час транспортування;
7. перед ввімкненням оптоелектронного пристрою для дослідження характеристик крові слід оглянути кабель на предмет наявності пошкоджень ізоляції;

8. спочатку пристрій слід підключити до комп'ютера, тоді встановити досліджуваний об'єкт і лиш тоді можна вмикати його;
9. під час роботи прилад не слід чіпати руками і не можна відкривати захисну кришку;
10. забороняється застосовувати прилад у зоні високої статичної напруги або пристроїв з високою напругою;
11. заборонено використовувати пристрій у безпосередній близькості з займистою сумішшю, киснем або іншими горючими речовинами.

#### Висновки до розділу 4

У даному розділі було розглянуто та оцінено потенційно небезпечні і шкідливі виробничі фактори, що створюються конструкцією проектного пристрою та людьми, що працюють з ним. Було розроблено заходи зменшення ризику та усунення розглянутих небезпек.

Основними небезпеками є ризики отримання легких опіків від корпусу та пошкодження сітківки інфрачервоним лазерним випромінюванням.

Було розроблено інструкцію по техніці безпеки при експлуатації спроектованого об'єкту. Дотримуючись представленої інструкції можна звести до мінімуму вищезазначені основні небезпеки.

## ВИСНОВКИ

В ході дипломної роботи було проаналізовано сучасні методи лазерного дослідження в основі яких лежить розсіювання світла та прийнято рішення, що аналізуючи картини розсіяного через плазму крові лазерного випромінювання можна здійснювати поглиблену діагностику проблем з згортанням крові.

Визначено мету роботи, основні функції та сформульовано технічні вимоги до ОЕП. Також розроблено його структурну схему.

Розроблено оптичну схему, в якій закладено принцип роботи даного приладу та проілюстровано просторову конфігурацію його блоків. Детально описано та доведено необхідність та достатність кожного окремого структурного елемента та їх взаємодію.

Підібрано напівпровідниковий лазерний випромінювач та розраховано оптимальний для наших умов режим його роботи. Сформульовано технічні вимоги до блока живлення лазера.

Згідно з ними розроблено принципову схему елемента живлення лазера. На основі принципової схеми сконструйовано трасування монтажної плати схеми. Було підібрано джерело енергії та комутатор. На основі цих даних було розраховано габаритні розміри елементів блока живлення та їх з'єднання.

Підібрано елементи оптичної системи приладу та з урахуванням їх основних характеристик розраховано просторове розміщення їх один відного одного. Зважаючи на ці розрахунки за допомогою програмного пакету SOLIDWORKS спроектовано об'ємну модель корпусу ОЕП та визначено габаритні розміри.

Відповідно сформульованих потребам до програмного забезпечення був створений та зображений у вигляді блок схеми алгоритм роботи віртуального приладу. Його було закладено у користувацький інтерфейс реалізований у середовищі візуального програмування NI LabVIEW. Було визначено, що

дане середовище є зручним і його можливості будуть використовуватися у подальшій роботі з приладом.

В розділі охорони праці були проаналізовані можливі небезпеки, що виникають під час роботи приладу, визначені небезпечні компоненти, висунуті заходи щодо усунення ризиків, а також написано інструкцію для роботи з приладом.

В результаті був отриманий пристрій для отримання картини розсіяного плазми крові інфрачервоного лазерного світла. Завдяки тому, що сигнал передається на персональний комп'ютер, а також тому, що всі елементи мають не великі габарити, були компактно організовані та не потребують живлення від мережі, була забезпечена портативність пристрою.

Комп'ютер буде виконувати функцію виводу сигналу на екран, збереження даних, а також в подальшому на основі його потужностей повинен виконуватись автокореляційний аналіз зображень та побудова часових розподілів розміру частинок в плазмі для діагностики порушень процесу згортання крові пацієнта.

Апробація результатів дослідження на III Всеукраїнській науково-технічній конференції студентів та аспірантів «РАДІОТЕХНІКА В XXI СТОЛІТТІ» з публікацією тез «Оптоелектронний пристрій для дослідження характеристик біотканин» у збірнику конференції – 2020. С. 7-8.



## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Волков И.В., Теоретические основы метода спекл-голографии в экспериментальной механике / Волков И.В., Вышинский В.В., Кисловский А.О.. // Труды Московского физико-технического института. – 2017. – №2. – С. 13–22.
2. Памфілов Н. І. Лазерний лабораторний пристрій системи спекл-інтерферометрії : 172 / Памфілов Нікіта Ігорович – Київ, 2018. – 94 с.
3. Adam W. Biomedical Applications of Light Scattering / W. Adam, B. Vadim., 2010. – 350 с. – (The McGraw-Hill Companies, Inc.).
4. Docplayers [Електронний ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступу: <https://docplayer.ru/> (дата звернення 01.04.2020) – Оптика спеклов Понятие спекл, объективная и субъективная спекл-картины. Основные свойства спекл-картины, условия формирования.
5. Щербаков А. В. Лазерные спекл-интерферометрические системы и способы для мобильных устройств. – 2016. – 25 с.
6. Михайлова Ю.А. Развитие динамической спекл-интерферометрии для изучения свойств культивированных клеток как материала биомолекулярной электроники / Ю.А. Михайлова. – 2015. – 84 с.
7. Применение спекл-визуализации в оценке микроциркуляции поверхностных биотканей / ТВ Калилец,, ММ Меженная, СК Дик та ін.]. – Минск, 2018. – 7 с. – (Big Data and Advanced Analytics).
8. Исследование реакции клеточной культуры на измерение температуры методом динамической спекл-интерферометрии / [Ю. А. Михайлова, А. П. Владимиров, А. А. Бахарев та ін.]. // Русский журнал биомеханики. – 2017. – С. 9
9. Yevgeny Beiderman. Remote estimation of blood pulse pressure via temporal tracking of reflected secondary speckles pattern / Yevgeny Beiderman, Israel Horovitz, Natanel Burshtein. // J. of Biomedical Optics. – 2010. – №15.

10. Зимняков Д.А. Исследование статистических свойств частично-развитых спекл-полей применительно к диагностике структурных изменений кожи человека / Д.А. Зимняков, В.В. Тучин, С.Р. Утц // Оптика и спектроскопия. – 1994. – №5. – С. 13-16.

11. Zaman R. T. Enhancement of light in tissue using hyper-osmotic agents / R. T. Zaman, B. Chen, A. B. Parthasarathy, A. D. Estrada, A. Ponticorvo, H. G. Rylander III, A. J. Welch // Biomedical Optics (BiOS). – 2008. – С. 68541- 68541.

12. Шебалин А. Лазерная медицинская диагностика состояния организма по биспеклам кожи / Шебалин А.. // Фотоника. – 2008. – №1. – С. 64–73.

13. Шмидт Р., Физиология человека./ Шмидт Р., Тевс Г. // Мир – 2005.

14. Марри Р., Биохимия человека. // Мир – 2003.

15. Wasilewska M., Adamczyk Z., Jachimska B. Structure of fibrinogen in electrolyte solutions derived from dynamic light scattering (DLS) and viscosity measurements. // Langmuir. American Chemical Society, 2009. Vol. 25, № 6. P. 3698–3704.

16. Hoover-Plow J. Does plasmin have anticoagulant activity? // Vasc. Health Risk Manag. – 2010. – 6. С. 199–205.

17. Yi J. et al. Intrinsic Peptidase Activity Causes a Sequential Multi-Step Reaction ( SMSR ) in Digestion of Human Plasma Peptides research articles // J. Proteome Res. – 2017. – № 12. С. 5112–5118.

18. Kita R., Takahashi A., Kaibara M. Formation of Fibrin Gel in Fibrinogen - Thrombin System: Static and Dynamic Light Scattering Study // Biomacromolecules. – 2002. – С. 1013–1020.

19. Fluhr H. The molecular charge and size of heparins determine their impact on the decidualization of human endometrial stromal cells. // Mol. Hum. Reprod. – 2011. – № 6. С. 354–359.

20. Чайков Л.Л. Динамика размеров и концентраций белков и их комплексов в плазме крови in vitro по данным светорассеяния. // Москва, 2015. – С. 127.

21. SureLock [Електронний ресурс]: [Веб-сайт]. – Електронні дані. – [Ondax – 2011]. – Режим доступу: <https://www.laserdiodesource.com/laser-diode-product-page/780nm-80mW-TO-can-wavelength-stabilized-narrow-linewidth-Ondax> (дата звернення 14.05.2020). – 780.25nm, 80mW, Wavelength Stabilized Lasers.

22. Uborg [Електронний ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступу: <http://www.uborg.ru/infrared/history.htm> (дата звернення 14.05.2020). – Длина волны глубокого проникновения ИК излучения в ткани человека.

23. В.И. Букатый Взаимодействие низкоинтенсивного лазерного излучения с кровью человека. // Математика и механика. Физика. – 2007. – Т. 310. №2. – С. 121–125.

24. Life augmented [Електронний ресурс]: [Веб-сайт]. – Електронні дані. – [STMicroelectronics – 2019]. – Режим доступу: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/lm217.pdf> (дата звернення 01.04.2020) – LM217, LM317 Datasheet.

25. Joyta [Електронний ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступу: [http://www.joyta.ru/4390-stabilizator-toka-dlya-svetodioda-led-na-mikroscheme-lm317/#k\\_lm317\\_t](http://www.joyta.ru/4390-stabilizator-toka-dlya-svetodioda-led-na-mikroscheme-lm317/#k_lm317_t) (дата звернення 02.04.2020) – Стабилизатор тока для светодиода (LED) на микросхеме LM317.

26. Electronik info [Електронний ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступу: <http://electrik.info/main/school/1106-polyarnye-i-nepolyarnye-kondensatory-v-chem-otlichie.html> (дата звернення 01.04.2020) – Polar and non-polar capacitors - what is the difference.

28. ДСТУ EN 60825-1:2019 Безпека лазерних виробів. Частина 1. Класифікація обладнання та вимоги

27. ДСТУ EN 61140:2015/Зміна №1:2015 Захист проти ураження електричним струмом. Загальні аспекти щодо установок та обладнання.